

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Bakalářská práce

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Řídicí systém pro autonomní pohyb a stabilizaci
robotických nohou**
Control system for autonomous robotic leg movements

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Dominika Krejcarová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Řídicí systém pro autonomní pohyb a stabilizaci robotických nohou**
Control System for Autonomous Robotic Leg Movements
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor problematiky metod pohybů a řízení robotické nohy.
2. Návrh modelu systému pohybů a řízení robotické nohy.
3. Realizace modelu systému pohybů a řízení robotické nohy.
4. Vizualizace a srovnání naměřených výsledků s teoretickými předpoklady.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] KÁRNÍK, Ladislav a Jozef NOVÁK-MARCINČIN. *Biorobotická zařízení*. Opava: Márfy, 1999. 183 s. ISBN 80-902746-0-9.
[2] NOVÁK, Petr. *Mobilní roboty: pohony, senzory, řízení*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. 243 s. ISBN 80-7300-141-1.
[3] SKAŘUPA, Jiří. *Roboty a manipulátory I*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, 2002. 136 s. ISBN 80-248-0044-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Zdeněk Macháček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017


doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



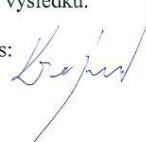

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala. Dále je v práci návrh řešení jak z hlediska konstrukce, tak řízení. Samotná realizace konstrukce a program. Poslední částí práce je zhodnocení výsledků.

Dne: 24.6.2017

Podpis:

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'B. J. J.', written over a horizontal line.

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Zdeňku Macháčkovi, Ph.D. za vedení práce a poskytnuté rady. A mé rodině za podporu v průběhu studia.

Abstrakt

Práce se skládá z teoretické a praktické části. V teoretické části jsou definovány pojmy biorobotika, amputace a protéza. Obsahuje anatomický popis dolní končetiny, historický přehled protéz dolních končetin, rozbor chůze a protézy používané v současné době. Zmíněny jsou také umělé svaly.

V praktické části je návrh konstrukce robotických nohou a návrh systému jejich řízení. Práce popisuje vlastnosti a funkce použitého hardwaru a softwaru. V dalších kapitolách je samotná realizace konstrukce a systému řízení pomocí stavebnice Lego Mindstorms EV3. V poslední části se práce zabývá vizualizací, zhodnocením dosažených výsledků a porovnáním s teoretickými předpoklady.

Klíčová slova: protéza, dolní končetina, robotická noha, amputace, Lego Mindstorms EV3, řídicí systém

Abstract

This bachelor's diploma thesis consists of a theoretical and practical part. In the theoretical part, definitions of terms, such as biorobotics, amputation and prosthetics, are provided. There are the anatomical description of a lower limb, the historical overview of prosthetic lower limbs and the prosthetics that are used in today's medicine. Artificial muscles are also mentioned there.

The practical part covers a design of construction of robotic legs and a proposal of a system that would control them. In the thesis, the characteristics and functions of used hardware and software are described. In further chapters, one can find the realization of the construction and the system of control via a construction set Lego Mindstorms EV3. The last part focuses on visualization, the evaluation of the outcomes of the thesis and their comparison with the theoretical presumptions.

Key words: prosthetic, lower limb, robotic leg, amputation, Lego Mindstorms EV3, control system

Obsah

Seznam obrázků	7
Úvod	8
1 Teoretický rozbor	9
1.1 Biorobotika	9
1.2 Anatomie dolní končetiny	9
1.3 Protéza	10
1.4 Historie protetiky	10
1.5 Druhy protéz	14
1.6 Materiály používané pro konstrukci protéz	17
1.7 Rozbor chůze	18
1.8 Současné protézy a vynálezy	19
1.9 Svaly, umělé svaly	23
2 Praktická část	25
2.1 Návrh konstrukce	25
2.2 Návrh struktury řízení modelu	26
2.3 Způsoby, metody řízení	27
2.4 Implementace a realizace modelu robotické nohy	30
2.4.1 Realizace struktury	30
2.4.2 Použité senzory	32
2.4.3 Konstrukce	33
2.5 Implementace řídicího systému	36
2.6 Vizualizace výsledků, porovnání se teoretickými předpoklady	40
3 Závěr	41
Použitá literatura	42
Seznam příloh na CD	44

Seznam obrázků

Obr. 1: Kostra dolní končetiny [3]	9
Obr. 2: Design nadkolenní protézy: Hermann [5]	11
Obr. 3: „Jupa knee“ [5]	12
Obr. 4: Úrovně amputací [6]	14
Obr. 5: Protéza po částečné amputaci [7]	14
Obr. 6: Exoskeletární (vlevo) a endoskeletární protéza [8]	16
Obr. 7: Model lidské chůze [14]	18
Obr. 8: Properio Foot [4]	19
Obr. 9: Rheo Knee 3 [4]	20
Obr. 10: RunBot [9]	20
Obr. 11: Bionický protézový systém genium [13]	21
Obr. 12: Genium X3 [13]	21
Obr. 13: Kolení kloub 3S80 Sport a karbonové planžetové chodidlo Sprinter [13]	22
Obr. 14: Kyčelní kloub Helix 3D [13]	22
Obr. 15: Stavba svalu [17]	23
Obr. 16: Pneumatický umělý sval [18]	24
Obr. 17: Kostra a kinematický model přední končetiny koně (vlevo), kostra a kinematický dolní končetiny člověka (vpravo) [3]	25
Obr. 18: Návrh kinematického modelu dolních končetin	26
Obr. 19: Návrh struktury řízení systému	26
Obr. 20: Vývojový diagram řízení chůze	28
Obr. 21: Vývojový diagram řízení stability gyroskopem	29
Obr. 22: Kostka EV3 [19]	30
Obr. 23: Velký motor [19]	31
Obr. 24: Malý motor [19]	31
Obr. 25: Gyroskop [19]	32
Obr. 26: Silový senzor HiTechnic [19]	32
Obr. 28: Popis konstrukce	33
Obr. 29: Realizace modelu dolních končetin, přední strana (vlevo), boční strana (uprostřed), zadní strana (vpravo)	34
Obr. 30: Model při nakročení vpřed	35
Obr. 27: Realizace připojení motorů a senzorů	35
Obr. 31: Vývojový diagram první část programu	37
Obr. 32: Vývojový diagram cyklu chůze	38
Obr. 33: Vývojový diagram cyklu stability	39
Obr. 34: Grafický průběh senzorů při chůzi	40

Úvod

V současné době stoupá počet lidí, kteří přijdou z důvodu úrazů nebo nemocí o nohu, 185 milionů lidí na světě se ocitlo na vozíku a v současné době je 20 % populace ve věku vyšším než 65 let, což přináší potíže s chůzí. Jejich standart života jim může z velké části pomoci vrátit robotická noha (nohy). Ovšem její vzhled kazí ideál krásy, na který je v současné době tak poukazováno a to je pro člověka, už tak dosti traumatizovaného, náročné. Pokud se protéza co nejvíce podobá lidské noze, může to hendikepovanému pomoci v psychické rekonvalescenci. A nevzbuzuje potom pro lidi z okolí vlnu zájmu a lítosti, což napomáhá v lepším návratu k plnohodnotnému životu. Na problematice umělých končetin, jak ze strany funkce, tak vzhledu, pracují týmy po celém světě.

Cílem této bakalářské práce je pomocí stavebnice lego Mindstroms sestavit model dolních končetin, které budou pohybově co nejvíce podobné lidským končetinám a budou mít vlastní stabilizační systém.

Práce se skládá z teoretické a praktické části. V teoretické části jsou definovány pojmy biorobotika, amputace a protéza. Obsahuje anatomický popis dolní končetiny, historický přehled protéz dolních končetin, rozbor chůze, protézy používané v současné době kinematika a popsány senzory potřebné pro pohyb v prostoru a stabilizaci. Zmíněny jsou také umělé svaly.

V praktické části je návrh konstrukce robotických nohou a návrh systému jejich řízení. Práce popisuje vlastnosti a funkce použitého hardwaru a softwaru. V dalších kapitolách je samotná realizace konstrukce a systému řízení pomocí stavebnice Lego Mindstorms EV3. V poslední části se práce zabývá vizualizací, zhodnocením dosažených výsledků a porovnáním s teoretickými předpoklady.

1 Teoretický rozbor

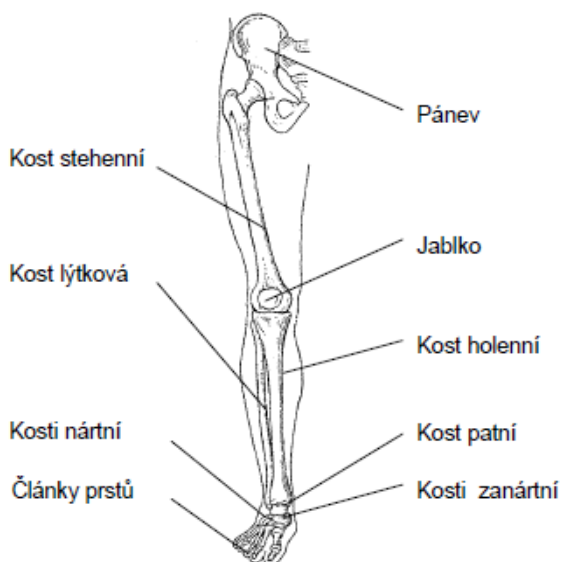
1.1 Biorobotika

Biorobotika je obor využívající teoretické a klinické poznatky o vlastnostech, procesech a projevech lidského těla v robotice. Robotika se zabývá teorií, konstrukcí a využíváním robotů. Biorobotiku lze rozdělit na několik etap:

- napodobování pohybových schopností člověka,
- napodobování zpětných reakcí lidského organismu,
- napodobování procesů probíhajících v mozku (umělá inteligence),
- kognitivní roboti (zadáno cílové chování a robot si vybere z množiny cílů ten nejvhodnější).

1.2 Anatomie dolní končetiny

Kostra dolní končetiny je součástí nosného systému celého těla. Skládá se z pletence dolní končetiny a volné dolní končetiny. Pletenec dolní končetiny je tvořen v dospělosti jednou kostí pánevní. Je spojnicí mezi páteří a dolními končetinami. Kostra volné končetiny se skládá z kostí stehenní, holenní a lýtkové. Stehenní kost je nejmohutnější kostí lidského těla, je prohnutá a horní konec je zakončen kulovou hlavicí o rozsahu dvou třetin kulové plochy. Hlavice s kostí je spojena krčkem, dolní konec se rozšiřuje do dvou kloubů, vnějšího a vnitřního. Jsou spojeny prohloubeninou, ve které klouže jablko. Kost holenní je trojboká s ostrou hranou na přední straně. Nahoře jsou rozšířeny do dvou kloubových zakončení. Dolní konec je silnější a vybíhá do kulové plochy, která se stýká se zánártními kostmi. Kost lýtková je tenká nahoře rozšířená do kloubové plochy. Dole vybíhá do vnějšího kotníku s dotykovou plochou pro nártní kost. [3]



Obr. 1: Kostra dolní končetiny [3]

1.3 Protéza

Protézou se obecně rozumí náhrada chybějící části těla. Protézou dolní končetiny je potom náhrada chybějící části dolní končetiny při různých úrovních amputace končetiny. K amputacím se přistupuje v případě úrazu nebo onemocnění, na základě něhož již nemůže být končetina zachráněna, ale určitá její část musí být amputována. Protože případům, kdy je nutná amputace, nelze nikdy plně předejít, problematika protéz je a bude stále aktuální a je třeba se jí zabývat. Pro splnění všech požadavků na protézy, je třeba zabývat se také funkcí zdravé končetiny a celého pohybového aparátu. K definování základních vzorců chůze a také k vyhodnocování pohybu u jednotlivých pacientů slouží metody a nástroje analýzy chůze. [3]

1.4 Historie protetiky

Nejstarší rukopis o amputaci pochází z Indie z roku kolem 1800 př. n. l., kdy královna Vishpla utrpěla během bitvy válečné zranění a její končetina musela být amputována. Nosila pak železnou nohu, učila se s ní chodit a nakonec se opět účastnila bitev.

Během období středověku se vyvinul typ protézy zvaný „kneewalker“ („koleno-chodec“), skládal se ze dřevěné hole, která byla trochu kratší než zdravá noha, horní část měla na okraji na třech místech zvýšené boky, ke stehnu byla připojena popruhy. Tento typ protézy bylo snadné vyrobit, byl levný a poskytoval dobrou oporu pro přenášení tělesné váhy během chůze.

Rozvoji chirurgie se dařilo v období, kdy byla Evropa a severní Amerika téměř neustále postižena válkou a váleční chirurgové tak měli dostatek příležitostí k získávání zkušeností. Francouzský chirurg Amboise Paré byl osobním chirurgem čtyř králů a navrhl první protézu.

V Amsterdamu navrhnul Verduyn protézu pro nohu amputovanou pod kolenem, která vypadala jako bota a měla dlahy s klouby v místě kolena.

Hugo Ravaton, francouzský chirurg, amputoval nohu dragounovi a navrhnul pro něj i protézu: sestávala ze dvou kovových panelů, končících až na nášlapné ploše. Tam byl mezi ně vložen válec, na který byla napojena listová pružina a při chůzi pak protéza věrně napodobovala pohyb kotníku. Celá protéza pak byla překryta koženou punčochou s vázáním a chodidlo bylo skryté v obuvi.

Dalším designerem byl německý mechanik Gärtner, který měl amputaci v polovině stehna. Vyzkoušel mnoho protéz, ale žádná mu nevyhovovala. Vyrobit si vlastní protézu, která se skládala z dřevěného košíku a kolem pahýlu byla připevněna přezkami, zbytek tvořila tenká dřevěná tyč se zakončením podobné chůdám. Od stehenní části vedly zepředu – přes hlavu – dozadu dva pásy, které tak dlouhou protézu držely na místě.

Pro mladou ženu s amputovanou nohou pod kolenem vytvořil dr. Johann Georg von Heine protézu, která byla zčásti kovová a zčásti dřevěná. Chodidlo bylo dřevěné a celou protézu zpevňovaly elastické pásky.

Ludwig Martiensen, výrobce umělých končetin, který sídlil v hlavním městě Ruska, vytvořil pro syna známého lékaře von Rühla lehkou protézu. Byla vyrobena z lipového dřeva, lakovaná, při pohybu se ohýbala v kotníku a v místě prvních článků prstů na nohou.

Protézy pro amputaci nad kolenem s volně pohyblivým kolenním kloubem a kotníkem navrhoval také James Potts. Jeho protézy byly zcela dřevěné a proslavily se díky markýzovi z Anglesey a po něm i dostaly své jméno.

Caroline Margarethe Eichler byla první známá tvůrkyně protéz a navrhovala protézy pro amputované pod i nad kolenem. Objímka pro pahýl byla vyrobena z bílého železa, zbytek protézy byl dřevěný, koleno a kotník se pohybovaly v jednom směru a pohyb byl řízený složitým systémem, složeným ze spirálovitých pružin. Protéza byla zavěšena kolem krku pomocí popruhu.

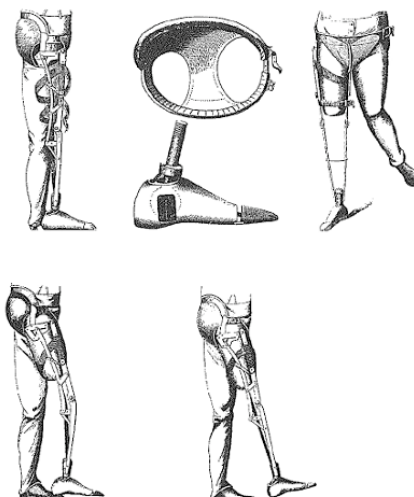
V roce 1916 byla v Německu uvedena do provozu továrna, vyrábějící protézy.

Protézy dolních končetin byly často unikátní, protože bylo zhotoveno mnoho protéz podle návrhů za použití nejrůznějšího materiálu, jako je dřevo, železo, ocel, celuloid, guma, kůže, plst a korek. Stále se používaly „kneewalkery“, podkolenní i nadkolenní protézy byly vyráběny jako objímka pro pahýl a k ní se připojovaly většinou dřevěné protézy.

Francouz Count de Beaufort, známý producent levných protéz, navrhl chodidlo s kulovitou podrážkou, která umožnila snadnější chůzi.

Newyorský lékař Douglas Bly vytvořil protézu celou ze dřeva a nazval ji „anatomickou nohou“. Měla jednoosé pohyblivé koleno, s kovovou listovou pružinou, která dodávala chůzi s protézou přirozený pohyb. Kotník neměl žádnou kovovou část a sestával jen ze slonovinové koule, vložené do kousku gumy v protetickém chodidle. Ve spodu části bérce byla vyvrtána díra, která ve spojení s koulí dovolovala pohyb do všech stran. Bérec a chodidlo jsou spojeny čtyřmi elastickými řemínky. Protože protéza neobsahovala téměř žádný kov, byla lehká a při chůzi nedělala hluk

Hermann, pražský výrobce protéz, vytvořil protézu pro amputované nad kolenem, s konstrukcí, kterou se protéza liší od všech předešlých známých návrhů. Základem byla kožená sedací část zabudovaná do kovového korzetu. Pahýl nohy byl pomocí řemínků připojen mezi dva kovové panely, které měly klouby v místě kolena, kotník představovala koule umístěná v protetickém chodidle. Během chůze se koleno napřimovalo a ohýbalo díky důmyslnému mechanismu z kovových tyčí, připojených ke korzetu.



Obr. 2: Design nadkolenní protézy: Hermann [5]

V Holandsku se kolem roku 1914 vyráběly protézy hlavně z kůže a dřeva. Protéza pro amputaci pod kolenem měla stehenní kožený korzet se dvěma panely po stranách a panty představující koleno. Bércové lůžko bylo vyrobeno z kůže nebo z lipového dřeva, chodidlo bylo také ze dřeva, pokryto kůží nebo plstí. Chodidlo bylo k bérce připojeno jednoduchým pantem a mělo jakýsi gumový nárazník k omezení pohybu nohy.

V roce 1915 byla v Rakousku-Uhersku otevřena nemocnice pro amputované a továrna na protézy, zaměřená na kůži a kov. Jakmile byl pahýl zahojený, zhotovila se sádrová forma a protéza pak byla vyrobena na míru pod dohledem lékaře

V roce 1919 založil svou firmu Otto Bock se třemi dalšími společníky. Byl prvním, který rozdělil protézu na tři komponenty: lůžko, kolenní kloub s holení a chodidlo s kotníkovým kloubem a tak dosáhl určité standardizace jednotlivých dílů. Kolenní kloub „Jupa knee“ s holení se stal slavným. V Německu se mezi dvěma válkami nosili protézy s korzetu. Německo pak bylo jedinou zemí, která vyráběla a užívala protézu se „zavěšeným lůžkem“. Francie byla první zemí, kde se začala používat okamžitá montáž protézy. Jednalo se o dočasnou protetickou náhradu, kdy amputovaný dostal na pahýl sádrové lůžko na operačním stole, k lůžku se připojilo chodidlo nebo protéza a amputovaný již mohl po pár dnech chodit.



Obr. 3: „Jupa knee“ [5]

V padesátých letech přišla na trh termoplastická pryskyřice a byla používána na výrobu umělohmotných lůžek v Torontské nemocnici Sunnybrook. Jejich protézy také měly nově navržené chodidlo, které nemělo žádný kotníkový kloub, pohyb během chůze zajišťoval klínovitý tvar umístěný v patě chodidla. Tento SACH foot (Solid Ankle Cushion Heel) bylo pak nejvíce používané protetické chodidlo.

V roce 1949 inženýr Jack Steward vyvinul kolenní kloub s hydraulickým systémem. Během švihové fáze pohybu, když byl pohyb veden přes holeň, uzamkl hydraulický systém koleno. Výrobek byl uveden na trh firmou Unites States Manufacturing Company (USMC) pod názvem

Hydra-Cadence Knee. Po druhé světové válce byla protetika zaměřená na nadkolenní protézy a pro podkolenní protézy se stále ještě používal upravený Verduynův návrh.

Američané Radcliffe a Foort představili svůj nový design podkolenní protézy. Protéza měla stehenní korzet, lůžko a holeň byly vyrobeny z plastového laminátu, chodidlo bylo slavné SACH foot. Lůžko bylo vyloženo měkkou kůží. Tělesná váha byla přenesena na holenní kosti, připojené na šlachy česky, proto dostala protéza název PTB – Patella Tendon Bearing. Design PTB protézy se pak stal úspěšný po celém světě a byl také přetvářen.

Myšlenka výroby modulární protézy se zrodila pár let po druhé světové válce. V Evropě a Americe se vytvořilo několik návrhů. Prvními firmami byl Otto Bock a USMC. Otto Bock vytvořil modulární systém, který měl nastavitelnou trubkovou konstrukci a klouby skryté v pěnovém materiálu a překryté elastickou punčochou. Pěnová hmota byla na dotek měkká a dala se zformovat do jakéhokoli tvaru. Spolu s krytím protézy byl výsledek z vizuálního hlediska zatím nejlepší. Začaly se používat materiály jako PVC, později polyethylen a polypropylen. Pak z odvětví leteckého průmyslu přibyla v osmdesátých letech uhlíková vlákna a titan. Nejdůležitější částí protézy bylo vždycky lůžko, protože spojovalo amputovaný pahýl s protézou.

Na začátku devadesátých let bylo vyvinuto silikonové lůžko, které se na pahýl navléklo podobně jako punčocha a připojilo se k protéze pomocí „bajonetového“ uchycení. Silikonové lůžko předcházelo zranění.

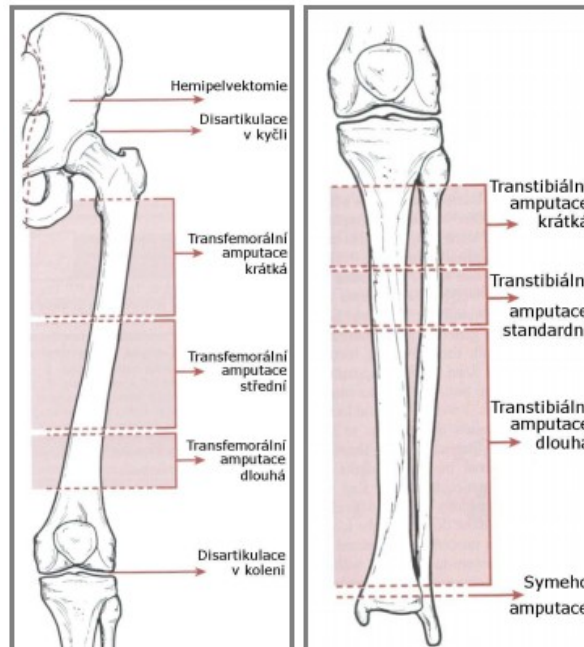
V roce 1986 vyvinuli designéři lůžko ISNY-socket, které bylo pružné a průsvitné a přizpůsobilo se lépe pahýlu a během chůze eliminovalo různé problémy. Za rok přišel na trh nový koncept CAD/CAM lůžka. Toto lůžko mělo vyšší horní okraj a velkými výhodami byl přenos tělesné váhy na velkou plochu, boční stabilita pánve a dobré přilnutí ke stehnu.

Do roku 1973 neexistovalo to pravé řešení protézy s disartikulací kolenního kloubu. Designéři, v sedmdesátých a osmdesátých letech, se nejvíce zabývali stabilitou kolenního kloubu se stojnou fází, na konci osmdesátých let problémy spojenými se švihovou fází. Nejnovější kolenní klouby ovládaly kontrolu švihové fáze buď pomocí hydraulického mechanismu nebo mechanismu pneumického. Doposud se používalo chodidlo SACH foot, ale nároky na pohyblivost v kotníku se zvyšovaly. Vzniklo nové chodidlo Flex foot, celé vyrobené z uhlíku. Během minulých let, díky mezinárodní spolupráci, vzniklo ISPO – mezinárodní sdružení protetiků a ortotiků. V osmdesátých letech začala protetika používat počítačové technologie, které byly používány pro vývoj nových lůžek – CASD (Computer Aided Socket Design – počítač podporující návrh lůžka) a pro navrhování a výrobu protéz CAD-CAM (Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing).

V současné době jsou protézy uzpůsobeny tak, aby jejich pohyb napodoboval co nejvíce pohyb lidské nohy, pracuje se především na ovládní. Nejmodernějším je využití IMES senzorů (Implanted MyoElectric Sensors), pracujících na principu EMG, je ale nutné, aby byla zachována čist svalové tkáň. Ve vývoji je RE-NET(Reliable Neural-Interface Technology), kdy se protéza pomocí nervové soustavy ovládá pouhou myšlenkou. K hlavním kritériím protézy patří její funkčnost, komfort, estetika a cena. [5]

1.5 Druhy protéz

- **Podle úrovně amputace**



Obr. 4: Úrovně amputací [6]

- **Protézy po amputaci části nohy**

U pacientů po amputaci článku prstu nebo paprscité resekci stačí použít látkové nebo pěnové výplně obuvi. Pacienti po transmetatarsální amputaci využívají tvarovanou vložku do bot a také tenkou karbonovou výztuhu, která pomáhá nahradit oporu, kterou běžně zajišťuje špička chodidla.



Obr. 5: Protéza po částečné amputaci [7]

- **Protézy po Symeho amputaci**

Protéza je tvořena tvarovaným lůžkem pro dobré usazení pahýlu s umělým chodidlem.

- **Protézy po transtibiální amputaci**

Tyto protézy sestávají z lůžka, závěsného systému, protézového chodidla a trubkového adaptéru propojujícího lůžko a chodidlo. Standardním lůžkem u transtibiální protézy je tzv. PTB lůžko. Jde o laminované plastové lůžko, které se zpravidla používá s tzv. linerem, což je rozhraní mezi

pahýlem a tvrdými stěnami lůžka protézy. Podrobněji budou linery zmíněny u transfemorálních protéz. Lůžko musí mít takový tvar, aby byl přenášený tlak na pahýlu správně rozložen a také aby byla umožněna flexe kolene minimálně 90°. Závěsný systém slouží k uchycení pahýlu v lůžku a používá se několik typů, od upevnění pomocí pásu nad kolenem po upevnění pomocí přísavného zařízení využívajícího podtlaku.

- **Protézy po disartikulaci v koleni**

Značnou nevýhodou u protéz po disartikulaci v koleni je přílišná délka stehenní části, která znemožňuje využití většiny kolenních kloubů běžně používaných u transfemorálních protéz. Výjimku tvoří polycentrický mechanismus, který je u disartikulací v koleni možné použít. Protetické možnosti, vzhled a odolnost jsou však podstatně horší než u transfemorálních protéz, a proto se častěji přistupuje k amputaci transfemorální.

- **Protézy po transfemorální amputaci**

Transfemorální protézy sestávají ze čtyř základních částí, jimiž jsou lůžko, kolenní kloub, holenní trubkový adaptér a protetické chodidlo. Podrobný popis transfemorálních protéz bude rozebírán dále.

- **Protézy po disartikulaci v kyčli a hemipelvektomii**

Jedinou odlišností u těchto dvou druhů protéz je tvar lůžka, který je dán tvarem pahýlu. Lůžko je vyrobeno z nepoddajného nebo flexibilního materiálu a vypodloženo měkkým materiálem pro zvýšení pohodlí při zatížení. Dále je použit jednoosý kyčelní kloub, který zajišťuje stabilitu při stoji. Jako kolenní kloub je možné použít kterýkoliv běžně používaný u transfemorálních protéz a totéž platí i pro protetické chodidlo.

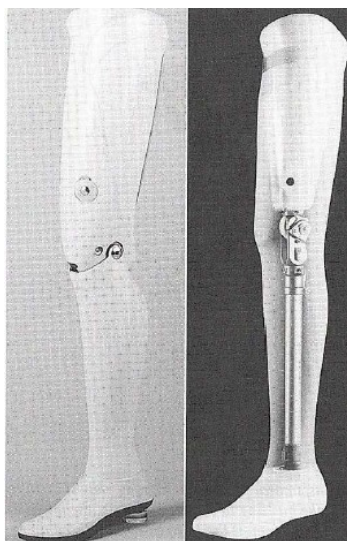
- **Podle konstrukce**

- **Exoskeletální konstrukce**

Jedná se o tradiční a v současnosti již méně používaný způsob konstrukce transfemorálních protéz. Tyto protézy jsou vyráběny ze dřeva nebo polyuretanové pěny, která je pokryta vyztužujícím vnějším krytem z laminátového plastu. Zatížení je u tohoto typu konstrukce přenášeno vnějším plastovým krytem. Kosmetické provedení končetiny je nedílnou součástí protézy, protože stehno, lýtko a kotník jsou vyrobeny přesně podle tvarů pacientova těla a protéza má i odpovídající zbarvení podle pacientovy kůže.

- **Endoskeletální konstrukce**

U endoskeletálních protéz je zatížení přenášeno přes trubkový adaptér, který se vyrábí většinou z hliníku, titanu nebo uhlíkových vláken. Kolenní klouby jsou zaměnitelné, většinou minimálně v rámci jednoho výrobce, ale spíše už i mezi různými výrobci. Vnější kryt protézy, který se někdy používá a někdy ne, je vyroben z měkké pěnové hmoty a je vytvářen přesně podle pacientových proporcí. Díky dobré kombinovatelnosti jednotlivých komponent je možné najít optimální řešení pro velkou většinu pacientů. Dokonce je možné kombinovat některé komponenty z exoskeletální a endoskeletální konstrukce.



Obr. 6: Exoskeletární (vlevo) a endoskeletární protéza [8]

- **Podle stadia amputace**

- **Pooperační protézy**

Oproti běžným protézám se vyznačují menší hmotností, protože využívají ve své konstrukci materiály jako skelnou vatu pro pevný obal a hliník nebo plast pro trubkový adaptér protézy. Výhodami jsou například dobré formování pahýlu, ochrana operovaného místa, zkrácení doby hojení a dřívější nácvik stoje a chůze. Většinou se používají u mladších pacientů, obvykle po úrazech.

- **Dočasné protézy**

Tyto protézy umožňují brzký nácvik chůze a napomáhají smršťování pahýlu. Používají se po dobu tří až šesti měsíců po amputaci. Některé druhy dočasných protéz, především transtibiálních, umožňují úpravy polohy chodidla ve všech směrech. To umožňuje přesné nastavení podle potřeb pacienta, omezení odchylek v chůzi a snížení energetických nároků na chůzi. Kosmetickými úpravami může být dočasná protéza změněna na trvalou.

- **Trvalé protézy**

Jejich použití se doporučuje v době, kdy už nenastávají znatelné změny objemu pahýlu, což bývá běžně tři až devět měsíců po amputaci. Životnost trvalých protéz se pohybuje okolo tří až pěti let. Náhrada je nutná v případě atrofie pahýlu, nárůstu či poklesu hmotnosti pacienta nebo v případě značného opotřebení protézy. V případě endoskeletálních protéz je možné nahrazovat jen součásti, které výměnu potřebují. [6]

1.6 Materiály používané pro konstrukci protéz

Důležitým aspektem pro konstrukci protézy je materiál, který je klíčový pro hmotnost protézy. Ta nesmí výrazně převyšovat hmotnost amputované končetiny.

Vývoj v oblasti materiálů použitých pro výrobu protéz doznal značného pokroku. Zatímco v počátcích výroby protéz byly hlavními materiály pro jejich výrobu dřevo, kůže a kov, v současnosti se využívají především plasty, kovy a různé kompozity. Pro výrobu linerů se používají především materiály jako silikon, polyuretan a polyetylen. Lůžka protéz se obvykle vyrábějí laminováním, kdy jako materiál výztuhy je použita tkanina nebo uhlíková vlákna a pro laminování se používají polymerní plasty jako akryl, epoxid a polyester. Kolenní klouby musí být pevné, ale zároveň lehké, takže vedle oceli se k jejich výrobě používají především slitiny hliníku, titanu a dalších lehkých kovů. Materiálem pro výrobu adaptérů je zpravidla nerezová ocel, hliník nebo titan. V případě trubkových adaptérů se navíc používají také uhlíková vlákna. U protetických chodidel je škála materiálů nejširší ze všech komponent protéz. U klasických typů chodidel se využívají materiály jako dřevo, PUR směsi, různé druhy plastických hmot a také kovové prvky. U dynamických typů jsou to především kompozity z uhlíkových vláken, kevlaru, slitiny kovů a plastické hmoty.

1.7 Rozbor chůze

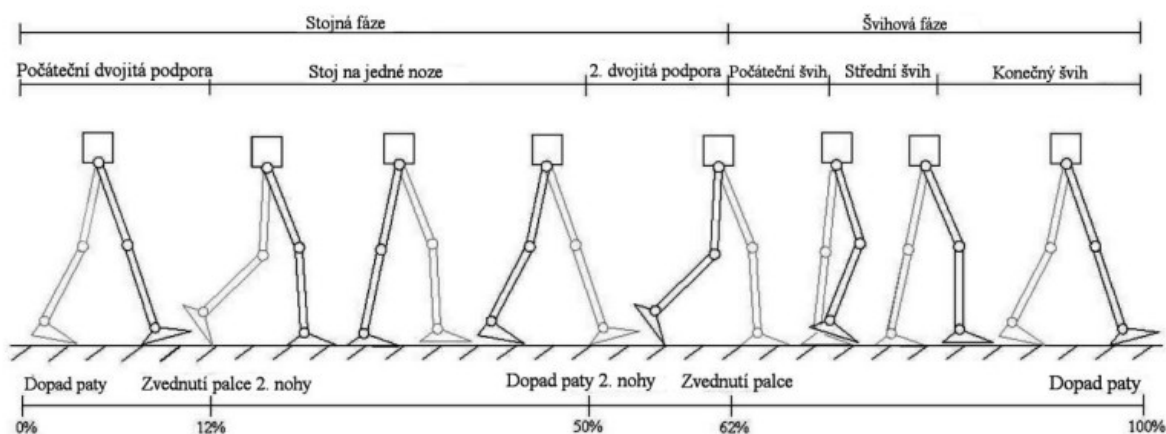
Lidská chůze patří mezi nejběžnější aktivity, které lidské tělo dělá, jedná se o základní pohyb po dvou dolních končetinách. Chůze je cyklický komplex reflexů, které pomocí zpětné vazby umožňují přizpůsobení pohybu v neustále se měnícím terénu. Po celou dobu cyklu kroku lidské tělo vyvažuje stabilitu. Cyklus kroku se dělí na dvě části: stojnou a švihovou.

Stojná fáze

Stojná fáze se dělí na tři období: počáteční dvojitá podpora, stoj na jedné noze a druhá dvojitá podpora. Při počáteční dvojité podpoře se nachází těžiště lidského těla nejnižší z celého cyklu, z toho plyne, že v této pozici je cyklus nejstabilnější. Koleno je nataženo a kotník se nachází v přirozené poloze. V další fázi přechází váha na jednu nohu a dochází ke stoju na jedné noze, koleno se povoluje v natažení, těžiště je nejvyšší a stabilita je nejnižší. Při dopadu paty na zem nastává druhá dvojitá podpora, koleno je v maximálním natažení. Postoj je totožný s počáteční dvojitou podporou.

Švihová fáze

Švihová fáze se dělí na tyto tři doby: počáteční švih, střední švih a konečný švih. Při počátečním švihů noha opouští podložku a pohybuje se v kyčli. Koleno se dostává z natažení do pohybu a dochází k jeho ohnutí. Ve fázi středního švihu, se noha provádějící švih dostává před stojnou nohu. V konečném švihů se koleno natahuje a kotník dostává do neutrální polohy, následuje počáteční kontakt. [15, 16]



Obr. 7: Model lidské chůze [14]

1.8 Současné protézy a vynálezy

Proprio Foot

Protetické chodidlo Proprio Foot nabízí výjimečnou úroveň mobility a stability, protože svět kolem nás není plochý. Poháněný pohyb v hlezenním kloubu, inteligentní adaptace na terén a přirozená funkce chodidla Proprio Foot umožňuje uživatelům překonávat všechny životní překážky. Chodidlo má zvedací špičku, aby nedošlo k zakopnutí a pádu. Napodobuje přirozený pohyb v hlezenním kloubu k usnadnění vstávání ze židle, kdy se snižuje zátěž na kolenní kloub, kyčelní kloub a páteř. Díky umělé inteligenci je zajištěna stabilita, účinnost a komfort při chůzi do schodů a svahů. [4]



Obr. 8: Proprio Foot [4]

Rheo Knee 3

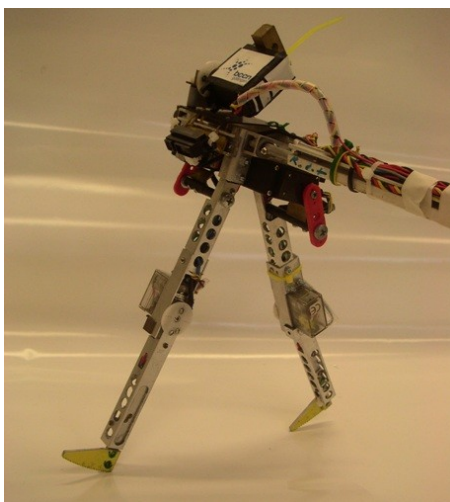
Kolenní Kloub Rheo Knee 3 poskytuje nejpřirozenější funkci kolene mezi všemi mikroprocesorem řízenými kolenními klouby, protože se neustále přizpůsobuje uživateli a prostředí, a zároveň poskytuje vynikající stabilitu a bezpečnost. Pomocí pružiny s konstantní silou je zajištěn přirozený pohyb dopředu. Detekce chůze pomocí 5 senzorů včetně technologie kinematických senzorů, zajišťují stabilní a dynamickou odezvu za všech okolností. Umožňuje snadno měnit rychlost a směr. Technologie Magnetorheologic použitá v kloubu umožňuje okamžitou odezvu, tak že uživatel nikdy nemusí čekat na odpovídající odezvu kloubu. Pokud je to požadováno, kolenní kloub se po stisknutí tlačítka mechanicky uzamkne v plné extenzi. [4]



Obr. 9: Rheo Knee 3 [4]

RunBot

RunBot dosáhl relativní rychlosti chůze nemírně rychlejší, než současný světový rekord dvounohých robotů a je dokonce srovnatelný s nejrychlejší relativní rychlostí lidské chůze. Na rozdíl od jiných dvounohých robotů, kteří využívají různé ovladače, mechanická struktura RunBota je přímo řízena motorovými neurony jeho reflexivního neuronálního ovladače, který je analogický tomu, co se děje během lidské a zvířecí chůze. Navíc stimulujeme mechanismus pro synaptickou plastičnost, která RunBotovi dovoluje autonomně se učit adaptovat na pohyb po různých terénech, jako je podlaha nebo nahoru či dolů nakloněná rampa. Výsledkem strukturálního spojování všech těchto úrovní je generována adaptivní, rychlá a dynamická chůze RunBota. [9]



Obr. 10: RunBot [9]

Produkty firmy Ottobock

- Bionický protézový systém Genium
 - Genium je řízený mikroprocesorem, pomocí kterého je zachován přirozený model chůze, bez vědomého řízení uživatele, v reálném čase.



Obr 11: Bionický protézový systém genium [13]

- Genium X3
 - Genium X3 stejně jako Genium napodobuje detailně přirozenou fyziologickou lidskou chůzi. Jeho další výhodou je vodotěsnost a využití při sprchování a plavání. Je odolný vůči korozi a náporu. Není problém s chůzí pozpátku, do schodů, střídáním rychlosti a délky kroku.



Obr. 12: Genium X3 [13]

- Kolenní kloub 3S80 Sport a karbonové planžetové chodidlo Sprinter
 - Funkční a výkonná protéza uzpůsobená především na běh a sprint. Výhodou je nízká hmotnost a vysoká stabilita. Kloub má ručně ovládaný zámek pro stabilizaci před během. Planžetové chodidlo je dostupné ve více stupních tuhosti pro přizpůsobení rychlosti běhu.



Obr. 13: Kolení kloub 3S80 Sport a karbonové planžetové chodidlo Sprinter [13]

- Kyčelní kloub Helix3D
 - Systém kyčelního kloubu Helix3D nahrazuje funkci zevní a vnitřní rotace pánve. Miniaturní hydraulika instalována v kyčelním kloubu řídí pohyby ve třech osách ve stojné i švihové fázi. Tím se dosáhne mnohem fyziologičtějšího obrazu pohybu v porovnání s konvenčními systémy, které normálně umožňují pouze jednorozměrné kyvadlové pohyby a neřídí je dynamicky. [13]

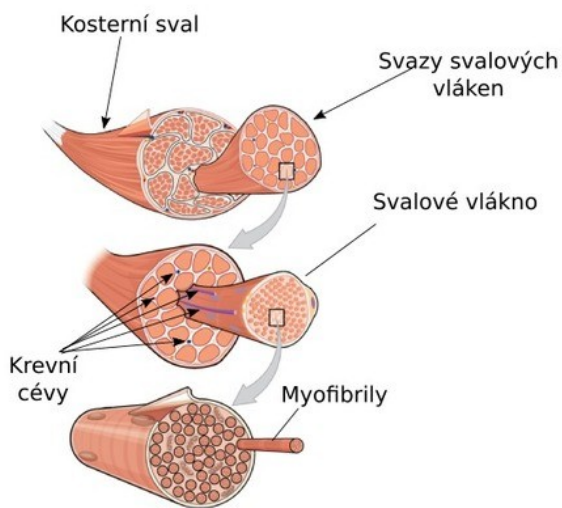


Obr. 14: Kyčelní kloub Helix 3D [13]

1.9 Svaly, umělé svaly

Pohybovou soustavu, tvoří orgány z příčně pruhované svaloviny. Dolní končetiny obsahují téměř 55% všech svalů lidského těla. Sval je orgán, který je schopen kontrakce a zpětného prodloužení. Sval se skládá ze svalové tkáně a vaziva. Vazivová vrstva kryje svalové vlákno. Desítky vláken vytváří svalový snopec, který opět obaluje vrstva vaziva. Spojením více snopců vzniká sval, který má vazivový obal.

Příčně pruhovaná svalovina ovládaná lidskou vůlí umožňuje abdukci, addukci, extenzi či flexi jednotlivých částí těla. Svalové vlákno je složeno z vláček, myofibril, které se skládají z bílkovin aktinu a myosinu. Kontrakce vzniká zasunutím bílkovin „do sebe“. Při rozpojení, dojde k relaxaci svalu. V technických systémech nic obdobného, jako je lidský sval, není. Při pohybu dochází k vzájemné spolupráci svalů s jejich antagonisty a fixátory. Všechny svaly mají klidové napětí a na jejich hladině vzniká napětí aktivační.



Obr. 15: Stavba svalu [17]

Nejvíce podobné lidskému svalu, vzhledem k váze a výkonu jsou umělé svaly. Umělý sval je založen na kombinaci pružného, poddajného materiálu a elektronických prvků. Lze je dělit na:

- Pneumatický umělý sval
- Hydraulický umělý sval
- Polymerický umělý sval
- SMA umělý sval

- **Pneumatický umělý sval**

Pneumatické svaly jsou lehké, přesné, mají měkký pohyb a nízkou cenu, není je ale fyzikální zákony, je neumožňují používat ve vodě, přítomnost vzduchu je nadnáší. Jejich princip je založen na pomoci tlaku roztažené gumové trubce a neroztažených vláken na jejím povrchu. Při vhánění vzduchu do trubky, má tendenci k roztahování, vlákna to ale nedovolá a dojde k rozšíření pouze v radiálním směru a zkrácení ve směru osy. Mohou být přetlakové nebo podtlakové. U podtlakových svalů nedochází k prodloužení, ale ke zkrácení ve směru osy.



Obr. 16: Pneumatický umělý sval [18]

- **Hydraulický umělý sval**

Funguje na obdobném principu jako pneumatický, prozatím ho využívají pouze podvodní roboti.

- **Polymerický umělý sval**

Polymerické svaly lze rozdělit do několika skupin. Jednou z nich jsou elektroaktivní polymery, které na elektrickou stimulaci reagují změnou tvaru a velikosti. Jsou vhodné flexibilitou, lomovou houževnatostí, ovladatelností, hmotností i cenově. Další skupinou jsou svaly s uhlíkovým nanovláknem, které má schopnost udržet elektrický náboj a smršťuje se při změně elektrického napětí, ale upustilo se od toho, jelikož zkrácení netvořilo ani 1% celkové délky svalu. Do elektrody bylo zakomponováno nanovláknem jako elektroda a při reakci přicházela o záporné částice, čímž docházelo ke smrštění. Bylo by možné také použít vodivé polymery, které odebírají ionty z elektrolytu zapojeného do elektrického pole, čímž mění velikost. Ve srovnání s lidským tělem je ale rozdíl velikosti minimální a pomalý. Dále byly testovány dielektrické polymery, založené na membráně skládající se z vrstvy silikonu, která má na vnitřní i vnější straně stříbrné elektrody. Je-li každá nabitá jako opačný pól, dojde k jejich přitahování a silikon se smrští. Posledním z polymerů jsou hydrogely, což jsou polymery rozpustné ve vodě. Poslední představený hydrogel je z 90% tvořen vodou a je možné, natáhnout ho na jeho jedenáctinásobek.

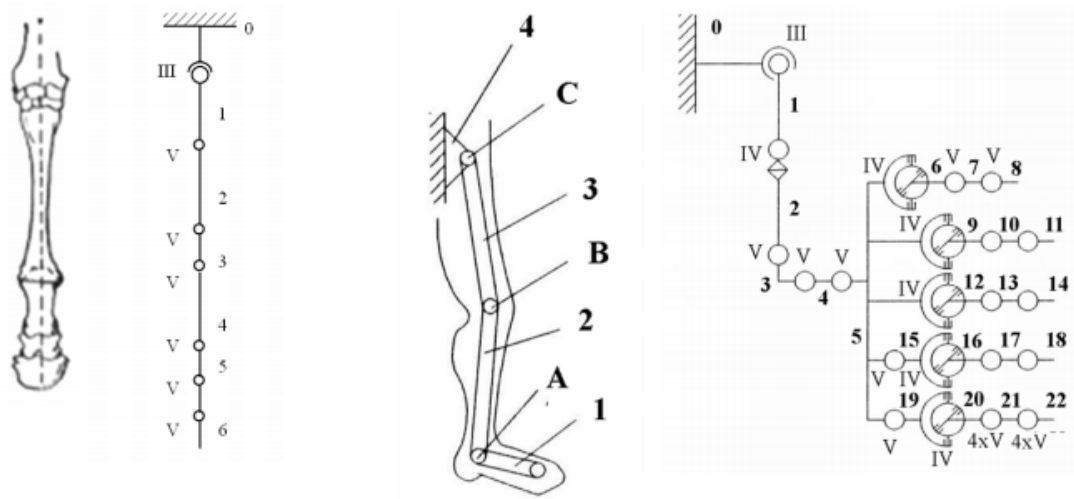
- **SMA umělý sval**

SMA jsou materiály, mající schopnost pamatovat si i složitější tvary, které zaujmou, při střídání teplot. Dochází k přeměně tepelné energie na mechanickou práci. Mohou být tepelné, kdy působí vnější teplo, nebo elektrické, které využívají pro vznik tepla průchod elektrického proudu tělem pohonu. [3, 8, 18]

2 Praktická část

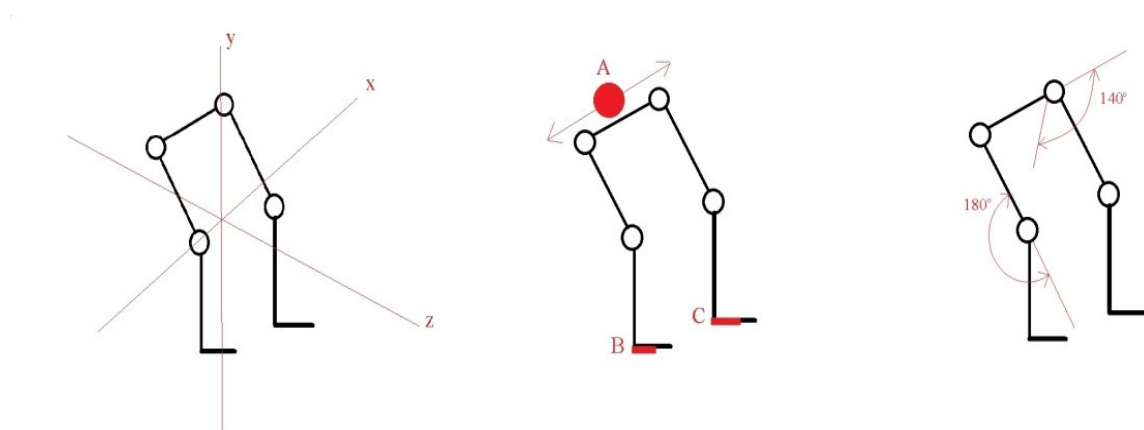
2.1 Návrh konstrukce

Pro správné sestavení kinematického modelu kostry dolní končetiny člověka je potřebné se také důkladně seznámit s její biologickou skladbou. Při návrhu kinematického modelu jsem vycházela z poznatků o stavbě kostry dolní končetiny. Dolní končetina člověka, představuje biokinematický řetězec, který obsahuje biokinematické dvojice založené výhradně na rotačním pohybu. Jak je ale z obrázku 17 (Kostra a kinematický model přední končetiny koně (vlevo), kostra a kinematický dolní končetiny člověka (vpravo) [3]) patrné, tento model je velice složitý. Proto budu pro výrazné zjednodušení vycházet z kinematického modelu končetiny koně, kde dojde k redukci biodynamických dvojic v oblasti chodidla. [3]



Obr. 17: Kostra a kinematický model přední končetiny koně (vlevo), kostra a kinematický dolní končetiny člověka (vpravo) [3]

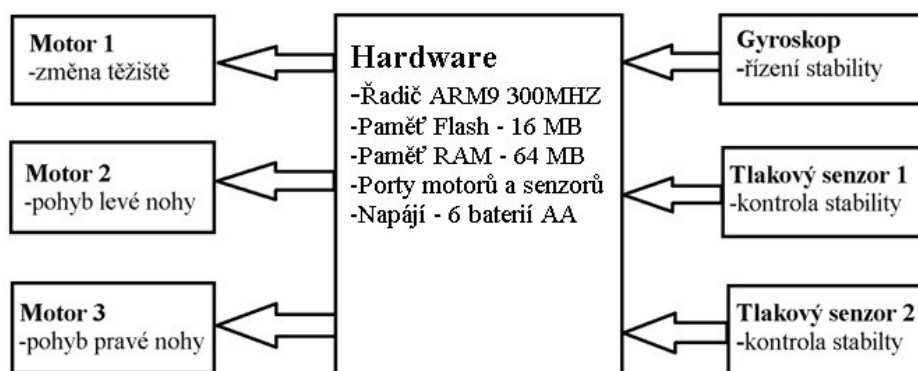
Po redukci kotníku a tedy i kloubů spojujících kosti nártní, zánátní a články prstů, bude tedy model obsahovat 4 klouby, 2 klouby simulující kyčelní klouby a 2 klouby kolení. Na obrázku 17 (Návrh kinematického modelu dolních končetin) je rozebrán návrh kinematického modelu končetin. Pro jednodušší konstrukci, uvažuji pohyb končetin pouze v osách y a z. Zanedbávám tedy pohyb v ose x, který pro přímou chůzi nepotřebuji. Uprostřed obrázku je rozebrána stabilizace konstrukce, stabilizaci do stran, hlídá závaží (A) pohybující se po ose x. Přepadávání dopředu a dozadu hlídají dva tlakové senzory umístěné na chodidlech (B, C). Vpravo na obrázku je nakreslena pohyblivost kloubů, u kyčelního uvažuji rozsah 140°, u kolenního kloubu až 180°. Kyčelní kloub bude realizovaný motorem, kolení kloub sestavou ozubených kol v poměru 1:1.



Obr. 18: Návrh kinematického modelu dolních končetin

2.2 Návrh struktury řízení modelu

Diagram na obrázku 18 (Návrh struktury řízení systému) popisuje návrh řízení systému. Pro samotný pohyb končetin navrhuji dva shodné otočné motory. Pro pohyb zátěže k vyrovnání stability je potřeba třetí motor, který bude lehčí a rychlejší. Celá stabilita bude řízena pomocí gyroskopu a dvou tlakových senzorů. Motory i senzory budou napojeny na software, který bude přijímat data ze senzorů a po jejich zpracování a vyhodnocení, bude dávat impulzy jednotlivým motorům. V hardwaru bude použit software, který bude zajišťovat řízení pohybu a stability nohou a dále se starat o přijímání, zpracování a vysílání signálů. Zajistí komunikaci mezi motory a senzory.

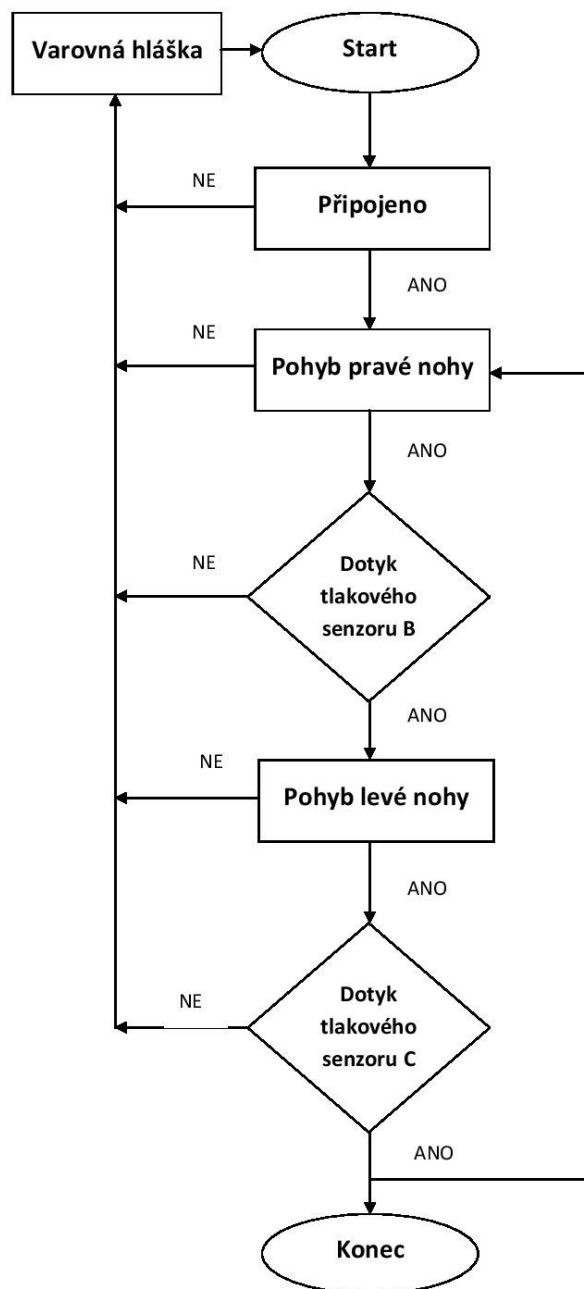


Obr. 19: Návrh struktury řízení systému

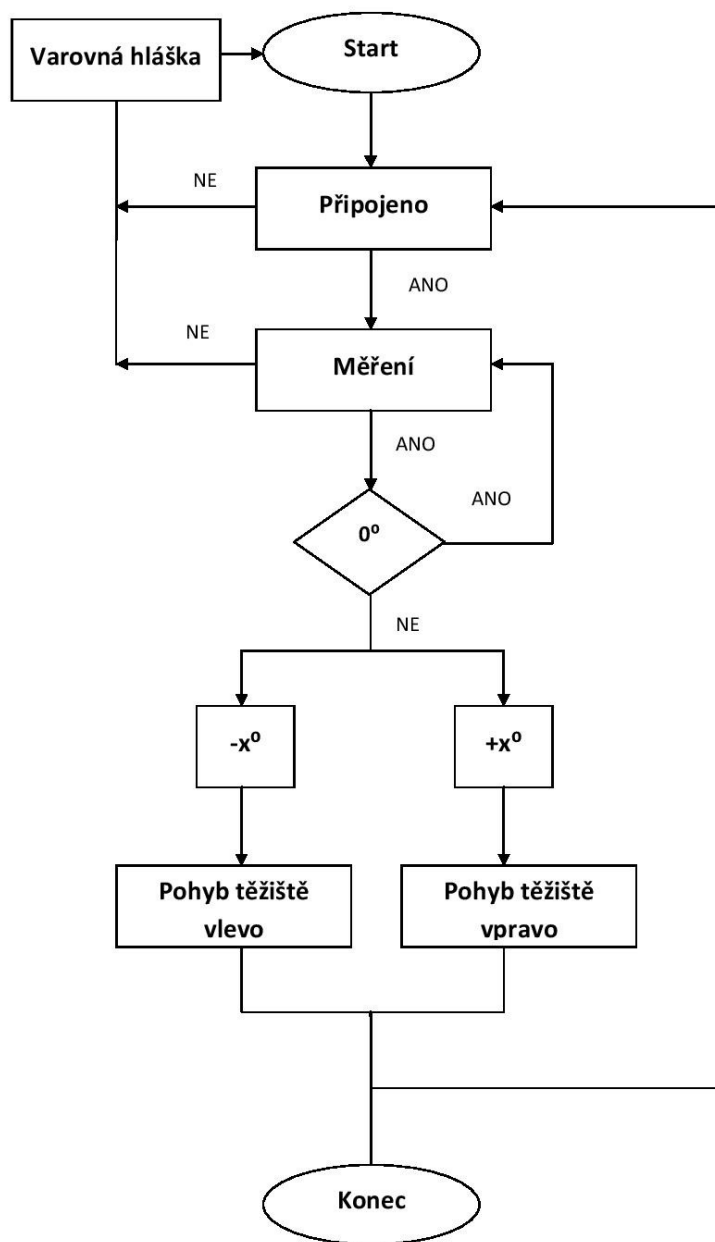
2.3 Způsoby, metody řízení

Diagram na obrázku Obr. 20: Vývojový diagram řízení chůze), zobrazuje návrh programu pro krok, prvně je proveden pohyb pravé nohy, dojde-li k stisknutí tlakového senzoru, nastává pohyb nohy levé, po stisknutí tlakového senzoru na noze levé se celý cyklus opakuje.

Stabilita je řešena v diagramu na obrázku Obr. 21: Vývojový diagram řízení stability (gyroskopem). Gyroskop po připojení provede měření, je-li naměřená hodnota rovna 0, provede program další měření. Není-li hodnota rovna 0, dojde k rozhodnutí, zda je hodnota naměřených úhlů kladná nebo záporná. Při kladném výsledku dochází k pohybu těžiště vpravo, při záporném nastává pohyb těžiště vlevo. Následně se cyklus vrací k měření.



Obr. 20: Vývojový diagram řízení chůze



Obr. 21: Vývojový diagram řízení stability gyroskopem

2.4 Implementace a realizace modelu robotické nohy

2.4.1 Realizace struktury

Pro konstrukci modelu robotické nohy jsem si vybrala stavebnici LEGO MINDSTORMS. Základem je programovatelná EV3 kostka, ke které jsem napojujila senzory a motory. LEGO MINDSTORMS má ikonografické programovací prostředí, pomocí kterého lze ovládat robota nebo měřit a zaznamenávat data.

- Materiál: stavebnice lego Mindstorms EV3
- Řízení pohybů: dva velké motory (pohyb končetin), jeden střední motor (změna těžiště)
- Senzory: dva tlakové senzory, gyroskop
- Řídící software: program Lego Mindstorms Education EV

Kostka EV3

Technické parametry:

- Operační systém: LINUX
- Řadič ARM9 300 MHZ
- Paměť Flash: 16MB
- Paměť RAM: 64MB
- Rozlišení displeje: 178 x 128 (černobílý)
- Komunikace USB 2.0 s hostitelským počítačem: až 480Mbit/s
- Komunikace USB 1.1 s hostitelským zařízením: až 12Mbit/s
- Karta micro SD: podporuje formát SDHC, verze 2.0, max. 32GB
- Porty motorů a senzorů
- Konektory: RJ12
- Podpora funkce Auto ID
- Napájení: 6 baterií AA



Obr. 22: Kostka EV3 [19]

Velký motor

Velký motor má zabudovaný senzor otáčení s přesností 1° . Využívám dva, jeden pro pohon pravé nohy, druhý pro pohon nohy levé.



Obr. 23: Velký motor [19]

Malý motor

Stejně jako velký motor má zabudovaný senzor otáčení s přesností 1° , je ale lehčí a menší, proto reaguje rychleji, než motor velký. V modelu je využit pro pohyb těžiště, reagující na signál z gyroskopu.

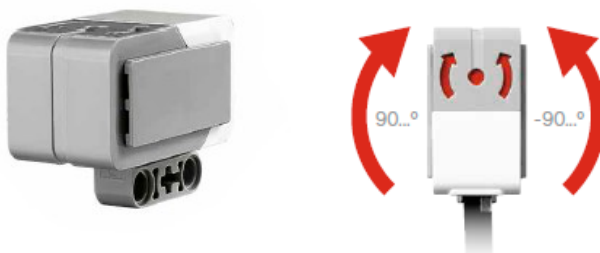


Obr. 24: Malý motor [19]

2.4.2 Použité senzory

Gyroskop

Gyroskop jsem použila pro měření náklonu robotu. Podle naměřené hodnoty se pohybuje těžiště robota, což zajišťuje jeho stabilitu. Přesnost gyroskopu je $\pm 3^\circ$.



Obr. 25: Gyroskop [19]

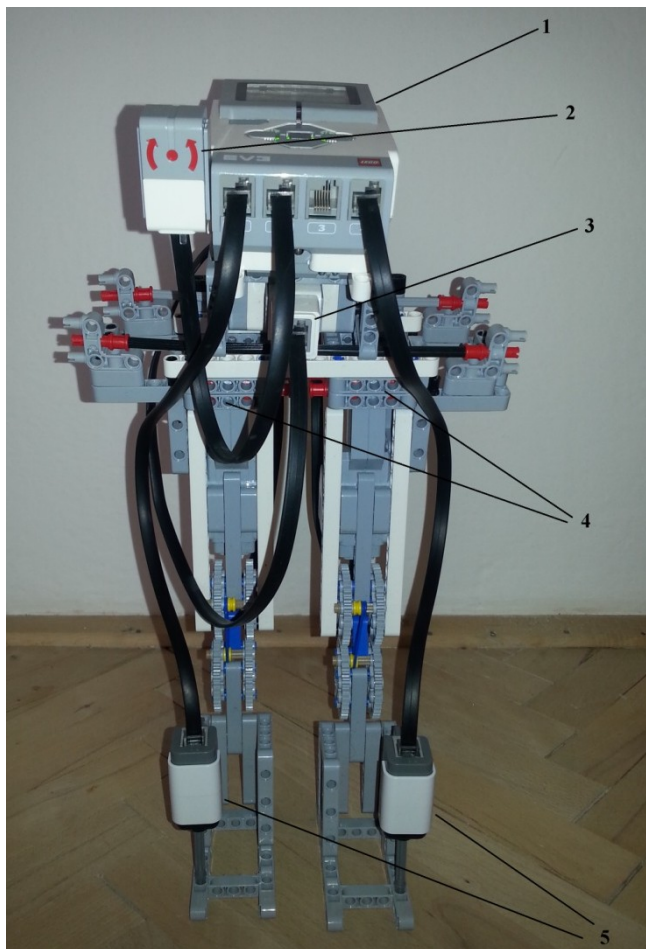
Silový senzor HiTechnic

Silové senzory jsou použity dva, jeden na pravé a druhý na levé noze. Síla je přenášena stiskem Lego součástky směrem dovnitř, která je umístěna na přední straně senzoru. Rozsah je 0 - 800, což odpovídá zátěži 0 – 1000 g (~ 10 N). [19]



Obr. 26: Silový senzor HiTechnic [19]

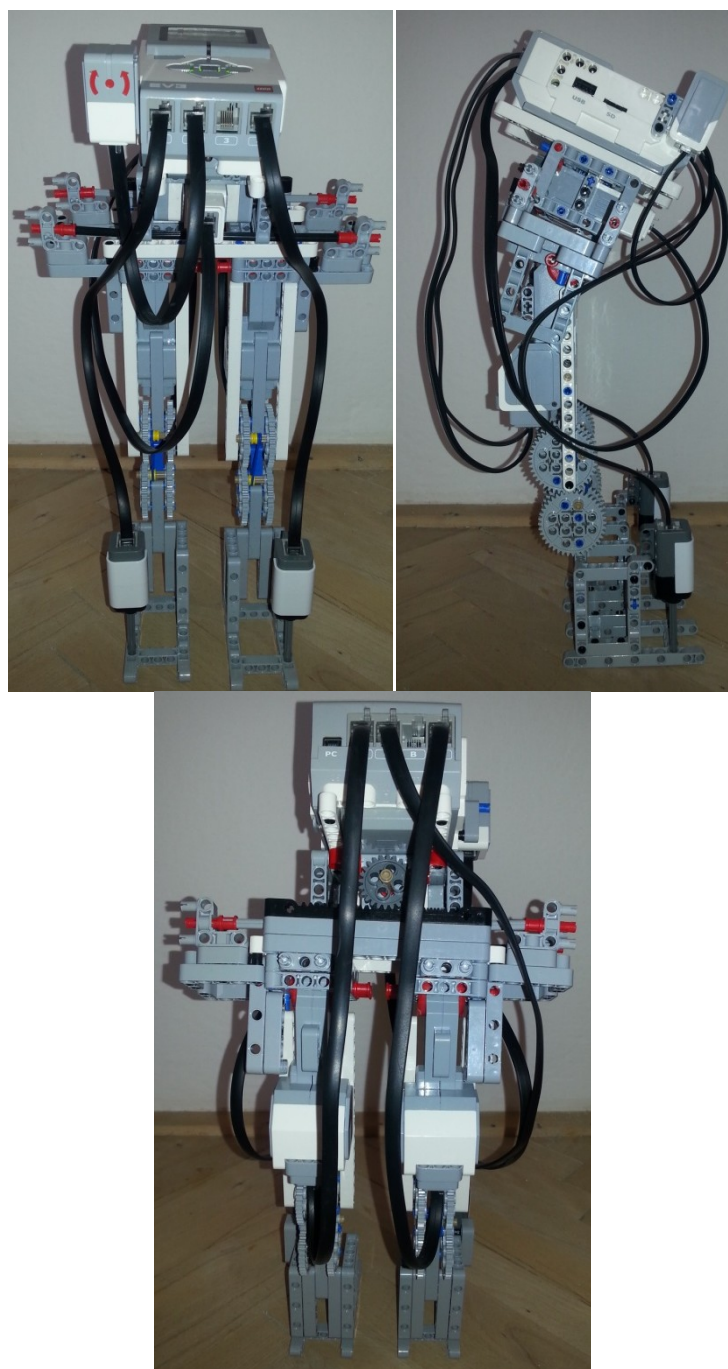
2.4.3 Konstrukce



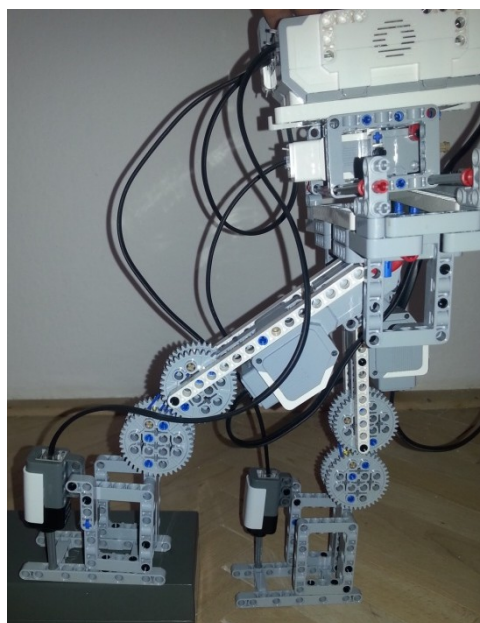
Obr. 27: Popis konstrukce

- 1) Řídící jednotka
- 2) Gyroskop
- 3) Malý servomotor
- 4) Velké servomotory
- 5) Silové senzory

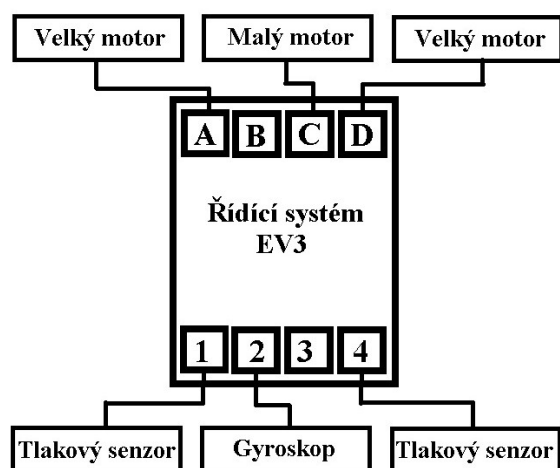
Na obrázku Obr. 27: Popis konstrukce) je vyobrazen celý model nohou. Konstrukci robotických nohou jsem sestavila z řady lego součástek. Základní část tvoří vestavěná řídicí jednotka EV3 (1), která slouží zároveň jako posuvné těžiště kontrolující stabilitu celé konstrukce. Pod řídicí jednotkou je umístěn malý servomotor (2), který zajišťuje pohyb těžiště. Na kostce je umístěn gyroskop (2), měřící náklon konstrukce. Na základnu jsou upevněny dva velké servomotory (4), které hýbou končetinami. Na obou končetinách jsou umístěny silové senzory (5), na které reagují servomotory, vykonávající pohyb konstrukce.



Obr. 28: Realizace modelu dolních končetin, přední strana (vlevo), boční strana (uprostřed), zadní strana (vpravo)



Obr. 29: Model při nakročení vpřed



Obr. 30: Realizace připojení motorů a senzorů

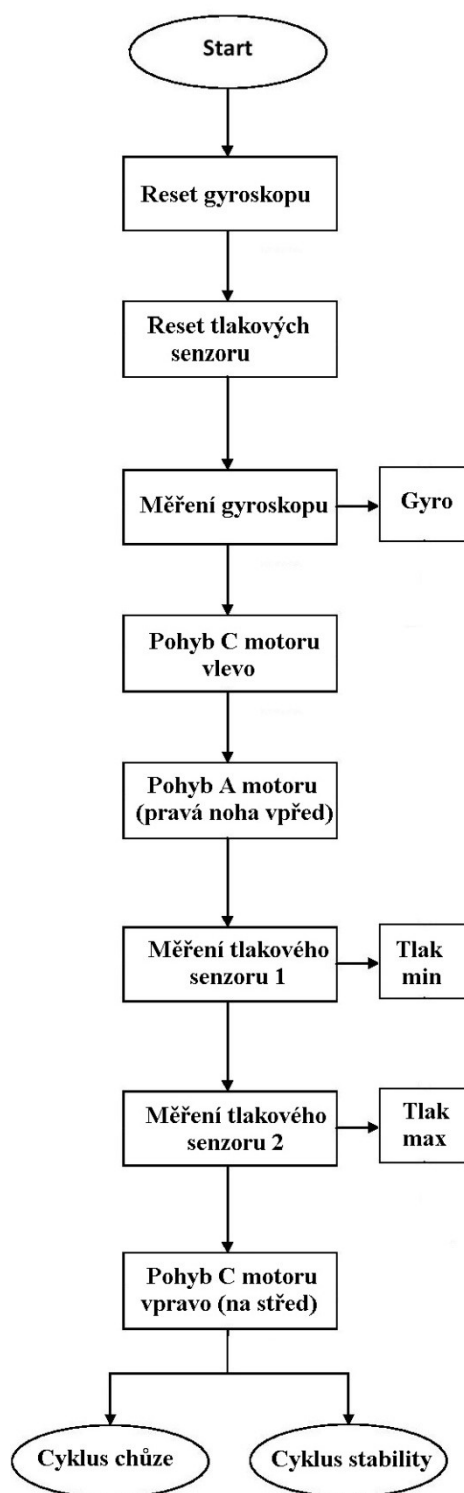
2.5 Implementace řídicího systému

Pro rozpohybování motorů a záznam dat z čidel jsem využila program LEGO MINDTORMS EV3, jedná se ikonografický software.

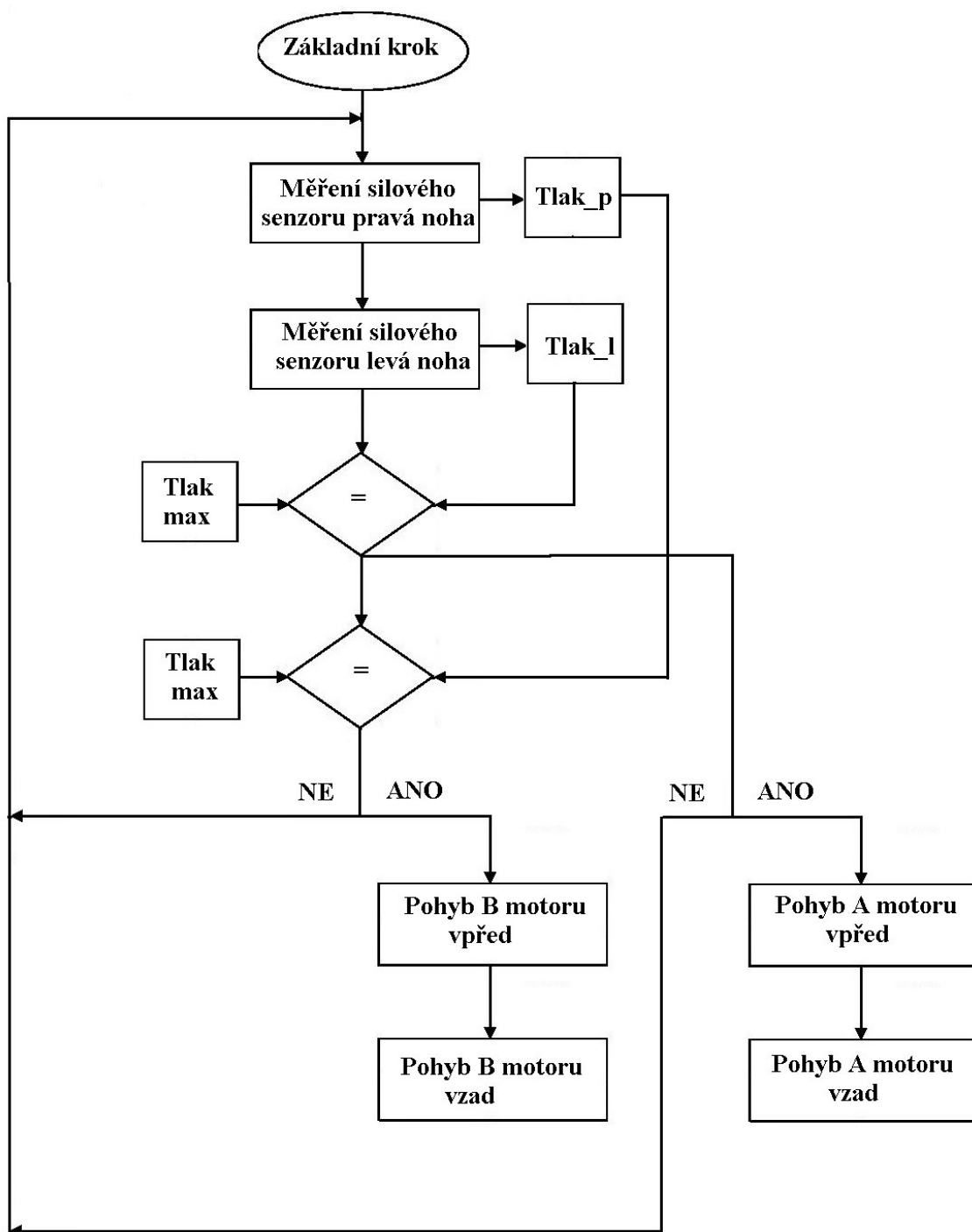
Na obrázku 29 (Vývojový diagram první část programu) je popsána první část programu, kdy se robot dostává do pohybu. Vycházím ze základní pozice, kdy robot stojí s oběma nohama u sebe a těžiště je uprostřed konstrukce. Po startu programu dochází k resetu gyroskopu a tlakových senzorů. Dále dojde k změření hodnoty gyroskopu, která by po resetu měla být nula a uložení hodnoty do proměnné Gyro. Následuje pohyb C motoru, čímž dojde k přemístění těžiště vlevo, odlehčení pravé strany a spouští se pohyb motoru A, čímž dochází k pohybu pravé nohy. Následně je provedeno měření prvního tlakového senzoru na pravé noze a hodnota je uložena jako Tlak_min, měření druhého tlakového senzoru na levé noze, na které je v tuto chvíli celá váha konstrukce, je uloženo do proměnné Tlak_max. Po uložení proměnných dochází k přesunu těžiště zpět na střed, robot stojí vykročen pravou nohou a dochází k rozdělení programu na dvě paralelní větve. Cyklus chůze, který pomocí tlakových senzorů řídí krok a cyklus stability, řídící pohyb těžiště, který je kontrolovaný gyroskopem.

Cyklus chůze je popsán na obrázku 32 (Vývojový diagram cyklu chůze). Navazuje na první část programu, kdy robot přešel z počáteční pozice do krokové fáze. Cyklus je zahájen měřením obou tlakových senzorů a uložení hodnot do proměnných Tlak_p, Tlak_l. následně dochází k porovnání maximálního tlaku s tlakem naměřením na obou nohách. V případě že tlak na nohu je roven tlaku maximálnímu, robot na této noze stojí a cyklus se vrací na začátek. Je-li tlak nižší, dochází k pohybu velkého servomotoru této nohy a tím ke kroku.

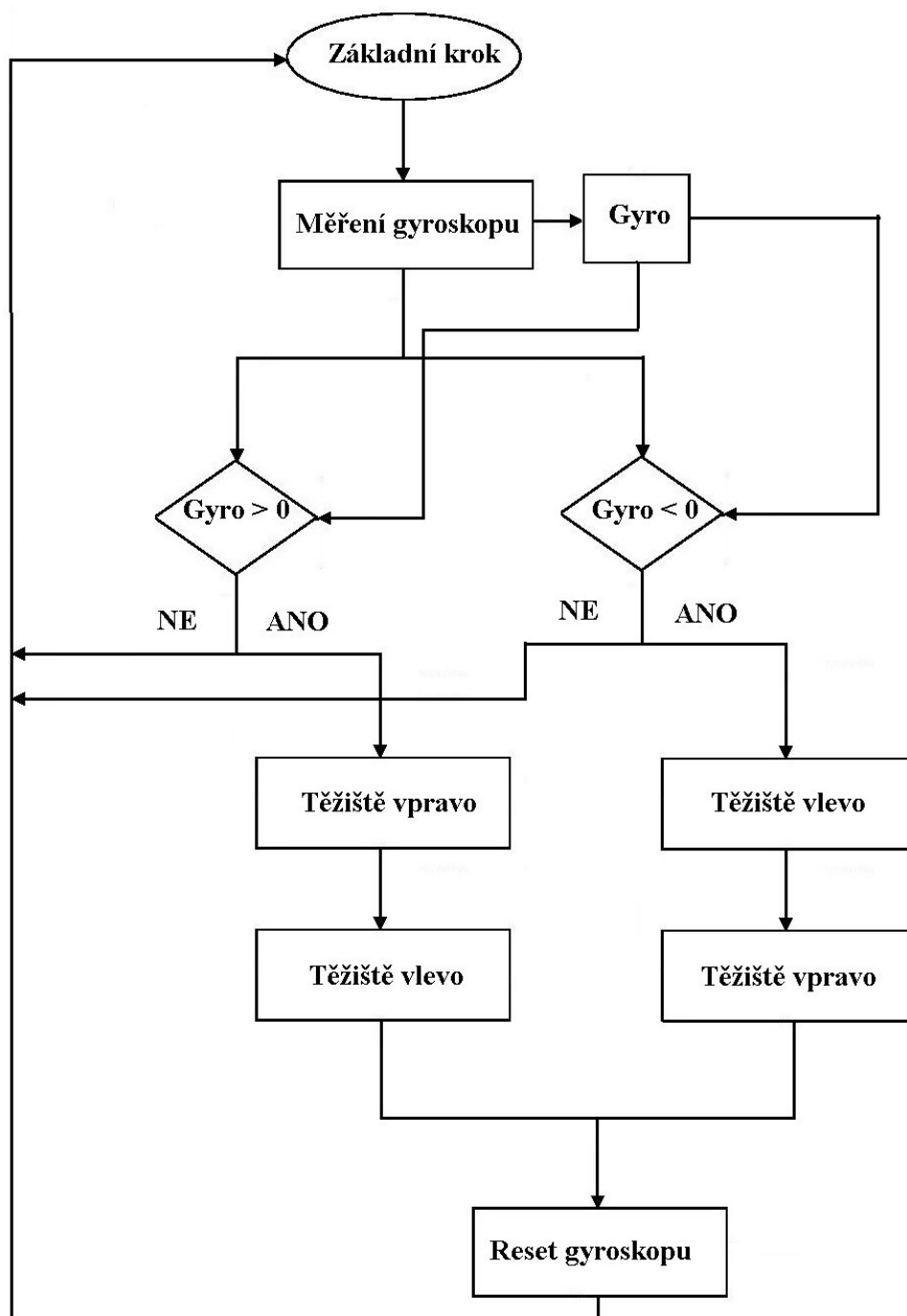
Stabilita robota je řešena pomocí pohyblivého těžiště, reagujícího na hodnoty naměřené gyroskopem, vývojový diagram toho cyklu je na obrázku Obr. 33: Vývojový diagram cyklu stability). Nejprve dojde k měření gyroskopu a uložení do proměnné Gyro. Následuje porovnání s nulou, je-li hodnota gyroskopu větší než 0, dochází k pohybu těžiště vpravo a následně zpět na střed. Je-li hodnota menší než nula, těžiště se přesune do leva a zpět na střed. Po vyrovnaní stability dochází k resetu gyroskopu a návratu na počátek cyklu.



Obr. 31: Vývojový diagram první část programu



Obr. 32: Vývojový diagram cyklu chůze



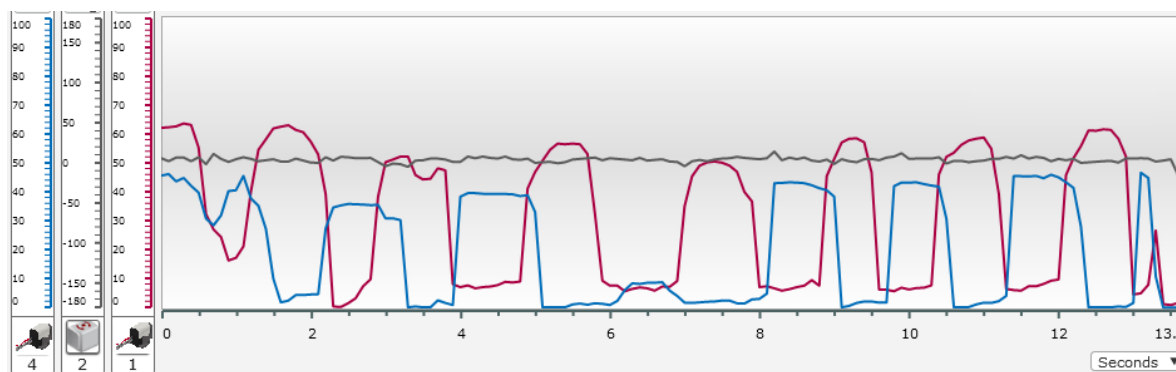
Obr. 33: Vývojový diagram cyklu stability

2.6 Vizualizace výsledků, porovnání se teoretickými předpoklady

Konečný program se liší od původního návrhu, jelikož předpoklad, že pohyb robota bude řízen gyroskopem, nebyl realizovatelný ze dvou důvodů. První důvod je, že nedochází při pohybu robota k takovému náklonu, aby bylo reálné pohyb řídit gyroskopickými daty, což je patrné z obrázku Obr. 34: Grafický průběh senzorů při chůzi), kde je na grafu vidět, že křivka gyroskopu (šedá) se hýbe minimálně. Druhý důvod byl, že v programu LEGO MINDSTORMS Education EV3 není realizovatelné vytvořit dvě paralelní větve, které se následně opět spojí v jednu. Proto jsem program řešila dvěma paralelními cykly a proměnnými. Místo tlakových senzorů jsem použila silové, které lépe zobrazí graf průběhu chůze, abych mohla potvrdit teoretické předpoklady, ze kterých jsem vycházela v návrhu řídicího systému.

Pro ověření mého předpokladu z teoretické části, že při chůzi dochází ke střídání stojné a švihové části, kdy je tlak vyvíjen střídavě na obě končetiny, jsem pomocí funkce experiment vytvořila graf, zobrazující průběh všech 3 použitých senzorů najednou.

Uložení dat jsem provedla pomocí bloku Data logging, který jsem umístila na počátek a konec programu viz. příloha B.



Obr. 34: Grafický průběh senzorů při chůzi

Popis k obrázku Obr. 34: Grafický průběh senzorů při chůzi):

Šedá křivka znázorňuje průběh dat z gyroskopu ve stupních. Je patrné, že nedochází k velkým náklonům a hodnoty se pohybují kolem nuly.

Modrá a fialová křivka ukazují průběh silových senzorů, maximální hodnoty se pohybují kolem 60, což odpovídá 75g. Tak, jak jsem při návrhu programu předpokládala, dosahuje jeden silový senzor maximálních hodnot ve chvíli, kdy druhý senzor dosahuje minima. Hodnoty nedosahují nuly, protože z hlediska stability konstrukce nebylo reálné dosáhnout úplného nadzdvihnutí nohy a absolutního uvolnění součástky tlačící na senzor.

3 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo navrhnout, sestavit, naprogramovat a otestovat řídicí systém modelu robotických nohou. K vytvoření řídicího systému jsem využila software LEGO MINDSTORMS Education EV3. Pro autonomní pohyb robotického systému jsem vytvořila programovací algoritmus využívající několik senzorů. Energetickým zdrojem robotického systému je řídicí jednotka EV3. Pomocí kabelů s konektory RJ12 jsem připojila jednotlivé senzory pro měření a ovládání pohybů robotických nohou. Použila jsem dva velké a jeden střední servomotor pro pohyb, gyroskopický, dva silové senzory a další lego součástky pro konstrukci celého systému. V praktické části je popis konstrukce, jednotlivých senzorů a řídicí jednotky z hlediska technických parametrů.

Pro samotnou konstrukci robotických nohou jsem využila řadu lego součástek. Základní část tvoří robotická základna s vestavěnou řídicí jednotkou EV3, která slouží zároveň jako posuvní těžiště kontrolující stabilitu celé konstrukce. Pod řídicí jednotkou je umístěn malý servomotor, který zajišťuje pohyb těžiště. Na kostce je umístěn gyroskop, měřící náklon konstrukce. Na základnu jsou upevněny dva velké servomotory, které hýbou končetinami. Na obou končetinách jsou umístěny silové senzory, na které reagují servomotory, vykonávající pohyb konstrukce.

Dalším bodem praktické části je samotná realizace programovacího algoritmu. Pro popis jednotlivých částí programovacího algoritmu jsem vytvořila vývojové diagramy. Celkovou funkci programu jsem uložila v elektronické podobě mé bakalářské práce na CD.

Pro autonomní pohyb mnou navrhnutého systému lze využít i jiné programovací jazyky, podle výběru uživatele. Pro měření dat mohou být využity i jiné senzory, které budou kompatibilní s řídicím systémem EV3.

V závěrečné fázi jsem provedla zhodnocení výsledků pomocí grafu zobrazujícího průběh tlaku na chodidlo v cyklu chůze. V mé bakalářské práci se mi povedlo splnit všechny cíle. Jistě jsou velké rezervy k úplnému napodobení lidské chůze. Pro další vývoj by bylo vhodné použít jiný konstrukční materiál a software, jelikož LEGO MINDSTORMS Education EV3 není zcela uzpůsoben pro složitější programy. V průběhu konstrukce jsem se nejvíce potýkala s problémem stability konstrukce.

Z teoretické části je patrné, že jsou již sestavené funkční náhrady na vysoké úrovni, proto by bylo vhodné v další práci uvažovat spíše o konstrukci, která by nenahrazovala funkci končetin po amputaci, ale například zvýšila sílu a výkon zdravých jedinců. Čehož by se dalo mimo jiné využít při zvedání těžkých břemen, nebo přesouvání obézních pacientů, což komplikovaná kapitola pro zdravotní záchranáře.

Na problematice náhrady končetin pracují vědci z celého světa. Především co se týká oboustranné amputace, je řešení komplikované ze strany stability a řízení systému, což je největším z problémů.

Použitá literatura

- [1] Robert Bogue , (2015), "Robotic exoskeletons: a review of recent progress", *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 42 Iss 1 pp. 5 - 10 Permanent link to this document: <http://dx.doi.org/10.1108/IR-08-2014-0379>
- [2] *EkonTech.cz: časopis pro studenty techniky a ekonomie*. Praha 6 - Dejvice: Asociace Studentů a Absolventů, 2011, roč. 2014. ISSN 2336-307X. Dostupné z: <http://www.ekontech.cz/clanek/roboticke-nahrady-koncetin-diky-za-moderni-technologie>
- [3] KÁRNÍK, Ladislav. *Biorobotika* [online]. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2007 [cit. 2017-01-12]. ISBN 978-80-248-1646-3.
- [4] *Ossur: Life without limitations* [online]. [cit. 2016-01-12]. Dostupné z: <http://www.ossur.cz/proteticka-reseni/bionika>
- [5] MALÍŠKOVÁ, Bc. Lucie. Zlín, 2011. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně.
- [6] KOUTECKÝ, T. Konstrukční řešení transfemorálních protéz [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. 2008.
- [7] MS ortoprotetika s.r.o. <Http://www.ms-protetik.cz/> [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: <http://www.ms-protetik.cz/>
- [8] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [9] <Http://www.manoonpong.com/Runbot.html> [online]. [cit. 2016-12-30].
- [10] [Eduxe.cz](http://www.eduxe.cz) [online]. 2016 [cit. 2016-04-1]. Dostupné z: <http://www.eduxe.cz/>
- [11] *NAVRHOVÁNÍ A PRAKTICKÉ APLIKACE BIOROBOTICKÝCH ZAŘÍZENÍ* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: <http://robot.vsb.cz/file.php/navrhovani-a-prakticke-aplikace-biorobotickych-zarizeni.pdf>
- [12] *Biorobotika* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: <http://robot.vsb.cz/file.php/biorobotika.pdf>
- [13] *Ottobock* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: <http://www.ottobock.cz/>
- [14] FOJTÍK, David, Jaromír ZAVADIL a Petr PODEŠVA. *Návody ke stavebnici LEGO MINDSTORMS pro týmová cvičení v předmětu výpočetní technika* [online]. Ostrava, 2010 [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://projekty.fs.vsb.cz/147/ucebniopory/978-80-248-3089-6.pdf>. Studijní materiály pro předmět Technické výpočty Fakulty strojní. Vysoká škola báňská – Technická univerzita.
- [15] KOPECKÝ, Martin a (ed.). *Konstrukce transtibiální protézy s využitím aditivní technologie výroby*. Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D

[16] ŠPIŘÍK, Jakub. *Analýza a konstrukce chůze v počítačové animaci*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita. Vedoucí práce MgA. Jan Mikota.

[17] *Hejbní mozem* [online]. 2011 [cit. 2017-01-12]. Dostupné z: http://www.hejbnimozkem.cz/orisek-62-zs-vnb-iv-06-svaly?ID_mesta=58&IDp=5

[18] JUŘICOVÁ, Vendula. *Přírodní vzory v robotice*. Brno, 2013. Bakalářská práce. Vysoké učení technické. Vedoucí práce Doc. Ing. RADEK KNOFLÍČEK, Dr.

[19] *EDUXE* [online]. [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: www.eduxe.cz

Seznam příloh na CD

Příloha A - kompletní program

Příloha B - program upravený pro snímání dat